

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭60-114273

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>  
A 61 N 5/06

識別記号

庁内整理番号  
7437-4C

⑭ 公開 昭和60年(1985)6月20日

審査請求 未請求 発明の数 2 (全6頁)

⑮ 発明の名称 光波創傷治療装置

⑯ 特 願 昭58-222142

⑰ 出 願 昭58(1983)11月28日

⑱ 発 明 者	稲 場	文 男	仙台市八木山南1丁目13-1
⑱ 発 明 者	葛 西	森 夫	仙台市上杉6-1-37
⑱ 発 明 者	大 原	到	仙台市川内三十人町49-23
⑱ 発 明 者	田 口	喜 雄	仙台市木町5-5
⑱ 発 明 者	益 子	信 郎	仙台市川内亀岡町66 薄井方
⑱ 発 明 者	島 元	昌 美	仙台市八木山本町2-32-4 コーポマリー101
⑲ 出 願 人	稲 場	文 男	仙台市八木山南1丁目13-1
⑳ 代 理 人	弁理士 星野 恒司		外1名

## 明 細 書

1. 発明の名称 光波創傷治療装置

2. 特許請求の範囲

(1) コヒーレントな光を発生する単一または複数の半導体レーザー素子を具備する半導体レーザー発生手段と、発生した光を一定の偏光状態に保持するとともに、創傷の大きさに応じて所要の照射スポット径を得るための光学系と、照射すべき範囲内において照射光エネルギー密度が略均一になるように照射スポットを振らせる手段とからなることを特徴とする光波創傷治療装置。

(2) 単色性の比較的良好な光を発生する単一または複数の発光ダイオード素子を具備する発光ダイオード光発生手段と、発生した光を一定の偏光状態に保持するとともに、創傷の大きさに応じて所要の照射スポット径を得るための光学系と、照射すべき範囲内において照射光エネルギー密度が略均一になるように照射スポットを振らせる手段とからなることを特徴とする光波創傷治療装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## (技術分野)

本発明は、外科的創傷の治療促進効果を意図した光波創傷治療装置、特に、単一または複数の半導体レーザー素子、または発光ダイオード素子を用いた、小型、携帯可能で、取扱いが簡便な治療装置に関するものである。

## (従来技術)

人体の創傷、損傷治療は、外科学の一大命題として古来より現在まで脈々と続けられている。しかしながら、自然治癒を妨げないで治癒を促進させる方法は、未だ完全に確立されていない状態である。特に難治性潰瘍はその医療処置において、臨床外科医に極めて大きな悩みを与えている。

人の創傷治癒を左右する因子として一般的に列挙されているものは、1) 体質的因子、2) 全身的因子、3) 局所的因子の3つである。体質的因子としては、人種、性、年齢、肥満、糖尿病、癌その他の疾患の有無、血液凝固性などが挙げられる。全身的因子としては、栄養、貧血、ビタミンC欠

乏、発熱、低体温、高酸素、ホルモン剤、抗癌剤などの薬剤の全身的投与がある。局所的因子としては、血行、浮腫、感染、異物、放射線照射、創傷の部位、形、大きさ、深さ、および創傷周辺の組織の活性、薬剤の局所投与、創傷の処理などがある。このような因子の中でも、特に局所的因子としての血行の障害は、創傷治癒を遅らせるばかりでなく、創傷をつくる素因としても重要な意味を持っていると考えられる。

血行障害を主たる原因とする難治性潰瘍の患者はかなりの割合を占めていて、多数見受けられるが、一般にこのような難治性潰瘍の薬剤による治療方法としては、交感神経に関係した薬剤、血管壁に直接作用する薬剤、および組織細胞賦活のための薬剤の3つを併用投与する方法がある。一方、外科的治療法として、交感神経節の切除術、主幹動脈の血栓の摘出、あるいは血管病変部位の切除後血行再建術などが行われる。

近年、低出力レーザー光を創傷に照射すると、治療過程において何らかの光刺激作用を起し、

創傷治癒を促進させることが報告されている。しかしこれに使用されたレーザー光はアルゴンレーザーであり、従って装置が大型になり、高圧電源や多量の冷却水などを必要とし、また高価になるという欠点があった。

また、弱い出力を有する半導体レーザー光が鍼作用をもつといういくつかの実験に基づいて、頭痛や筋肉痛、腰痛、肩の痛み、神経痛、膝関節症などに適用することが行われている。しかし、このようなレーザーによる鍼治療は創傷などの外的原因の全く存在しないような状態において、レーザー光の刺激を加えるものであり、本発明の対象とするものとは対症的に全く異なるものである。

#### (発明の目的)

本発明は、上記のような薬物投与や外科的方法によっても治療傾向が見られず、従来では全く手の施しようのない難治性潰瘍をも含む創傷全般に対して、治療効果または治療促進効果を有する新しい光波創傷治療装置を提供するものである。

本発明によれば、近年の半導体レーザー素子お

よび半導体を用いる発光ダイオード素子の高出力化に伴い、これらの素子を単数または複数個用いて光照射装置が構成されるため、従来のアルゴンレーザー装置と異なり、小型・軽量で容易に持ち運びができ、取扱いが簡便、かつ低価格のものを実現することができる。

本発明は、半導体レーザー素子から出射されたコヒーレントな低出力レーザー光、あるいは発光ダイオード素子から発した光を一定の偏光状態に保持して得られる比較的単色性の良好な光が、一定の照射条件の下で外科的創傷の治療促進に役立つという新規に見出された実験結果に基づくものであり、本発明装置による光照射によって、外傷、火傷、凍傷、電撃傷、放射線障害、静脈瘤性潰瘍、動脈血栓性潰瘍、痘創、外科手術後の皮膚欠損、感染性皮膚壊死等の難治性創傷ないし損傷の治療を極めて高い信頼性をもって促進することが可能になる。

以下、図面に基づき実施例を詳細に説明する。

#### (実施例)

第1図は、本発明の一実施例を示したもので、1は半導体レーザー光を出射するハンドピース、2はケーシング、3は半導体レーザー素子4を収納したパッケージ、この場合、3個の素子を収納している。5はレンズで、素子4から出射されたレーザー光を創傷の大きさに応じて適宜拡げるようにする。6は半導体レーザー素子4に電圧を供給するケーブルであり、他端は図示しない直流電源装置に接続されている。

第2図は、ハンドピース1から出射されるレーザー光の偏光特性を示したものである。第2図(a)はその測定方法を示しており、ハンドピース1から出射されたレーザー光を偏光子7を介して光検出器8で検出し、その検出結果をX-Tレコーダ9により画かせる。偏光子7の回転角に対する光強度が第2図(b)のように得られ、略65%の偏光度を有することがわかる。

第3図は、本発明の第2の実施例を示したもので、11は3つの高出力発光ダイオードを組み込んだハンドピース、12はケーシング、14は発光

ダイオードで、定格出力 30mW、中心波長が 805 nm で近赤外域にある。なお出力が 30mW では創傷治療用光源としては不足であるため、3つの発光ダイオード 14 を同一平面上に配置してある。15 は偏光子であり、発光ダイオード 14 から発せられた光を直線偏光する。第 4 図は、第 2 図(a)と同様の測定方法により得られた本実施例の偏光特性を示したもので、直線偏光されていることがわかる。なお、後述する実験結果から、創傷に対する無偏光の近赤外光照射の場合は、治療促進の傾向が認められないが、直線偏光した近赤外光照射の場合は、治療促進の傾向が認められる。16 は電源接続用のケーブルである。

上記第 1 及び第 2 の実施例のハンドピースを用いて、半導体レーザー光または近赤外光を創傷部に照射する場合、第 5 図に示したように、照射スポット 21 の面積内で所要のエネルギー密度に達するまで照射するが、このとき、一般にスポット 21 の中央部でエネルギー密度が高く、周辺部で低くなるので、エネルギー密度をできるだけ均一

にするために、ハンドピースに微小振動を加え、照射スポット 21 を鎖線で示したように振らせることが望ましい。このための手段としては、バイブレータ等の機械的振動手段あるいは超音波振動子等が使用できる。

照射スポット 21 の面積に対し、創傷部 22 の面積が大きい場合、第 6 図に示したように、照射スポット 21 を矢印 A で示したように順次移動させ、創傷部 22 全体に照射するようにする。

次に、第 2 の実施例の近赤外光を使用して動物実験をした結果を説明する。モルモットの背部に左右一対の創傷を作成し、その一方に光を照射し、治療に至る変化を観察した。光照射は、無偏光の光と直線偏光した光を用い、その両方を同一照射条件にした。照射出力は電流により調整して 35mW とし、照射面積は約  $2\text{cm}^2$ 、そこで照射強度  $17\text{mW}/\text{cm}^2$ 、照射時間 120 秒で、照射エネルギー密度が  $2\text{J}/\text{cm}^2$  となるように照射した。照射間隔は隔日毎とした。なお、左右の創傷とも光照射を行なわない群をつくり、これをコントロール群とした。

第 7 図は、Litchfield の方法による無偏光近赤外光照射効果を示したものである。これによると、無偏光近赤外光を照射した側の創傷の治療状況は、非照射側のそれ及びコントロール群のそれに比較してほとんど差異は認められない。一方、第 8 図に示した、直線偏光した近赤外光照射効果では、照射側の創傷の治療日数が、非照射側及びコントロール群のそれに比較して全体的に短縮されている。また、照射側の治療過程は、非照射側の治療過程に比べ、創傷の縮小が早く、かつ上皮化が完全に成されるまでの期間が短縮されていることが観察により確認された。

第 9 図は、光照射による創傷下の温度変化を示したもので、第 9 図(a)は照射側であり、光照射開始後ほぼ直線的に増加し、照射停止後 5 分で照射前の温度に復帰した。温度上昇は最大で  $1^\circ\text{C}$  程度であるが、これは、近赤外光の組織に対する透過性が比較的良好で、創傷下に埋め込まれたサーミスタに直接照射されている割合が多いので、実際の組織の温度上昇はこれより低いと考えられる。こ

れに対し、非照射側は、第 9 図(b)に示すように、麻酔の影響と考えられるわずかな減少を示すのみで、照射による変化は認められなかった。

以上述べたことから、熱的作用を意図しない近赤外域の光照射により創傷治療を促進することが明らかになり、しかもその光は直線偏光したものであることが必要である。つまり、何らかの形で直線偏光の特性が治療促進作用に関与しているものと思われる。

なお、第 1 及び第 2 の実施例では、半導体レーザー素子又は発光ダイオード素子が 3 個組み込まれたものについて説明したが、第 10 図に示したように、4 個、5 個、その他の個数を組み込んでもよい。そして、4 個同時に動作させる場合(第 10 図(a))、2 個同時動作または交互動作の場合(第 10 図(b), (c))、5 個同時動作の場合(第 10 図(d))、5 個の素子を有し、必要に応じて 4 個同時動作させる場合(第 10 図(e))、5 個のうち創傷の形に応じて 3 個同時動作または交互動作させる場合(第 10 図(f), (g))など種々の組み合わせ

を採ることができる。

#### (発明の効果)

以上説明したように、本発明によれば、コヒーレントな低出力レーザ光またはこれに類似の単色性が比較的良好的な光を一定の偏光状態に保持して創傷部に照射することにより、その創傷の治療効果又は治療促進効果を得ることができ、しかも、それらの光は、半導体レーザー素子又は発光ダイオード素子を用いて発生させるため、装置が極めて小型、コンパクトになり、従来のアルゴンレーザー装置のように高圧電源や多量の冷却水などを必要とせず、持ち運びが可能になる。また、取扱いが簡便になるとともに、低価格で実現することができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の一実施例の構成図、第2図は、同実施例のハンドピースから出射されるレーザー光の偏光特性測定方法及び得られた偏光特性を示す図、第3図は、本発明の第2の実施例の構成図、第4図は、同偏光特性を示す図、第5図及

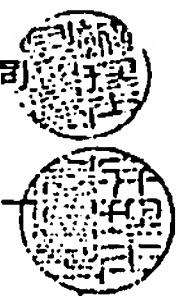
び第6図は、光照射方法の説明図、第7図は、第2の実施例を用いた動物実験における、Litchfieldの方法による無偏光近赤外光照射効果を示す図、第8図は、同実験における直線偏向した近赤外光照射効果を示す図、第9図は、同実験における光照射による創傷下の温度変化を示す図、第10図は、半導体レーザー素子又は発光ダイオード素子の複数個配列とその動作例を示す図である。

1, 11 ..... ハンドピース、 2, 12 ..... ケーシング、 3 ..... パッケージ、 4 ..... 半導体レーザー素子、 5 ..... レンズ、 6, 16 ..... 電源接続用ケーブル、 14 ..... 発光ダイオード、 15 ..... 偏光子。

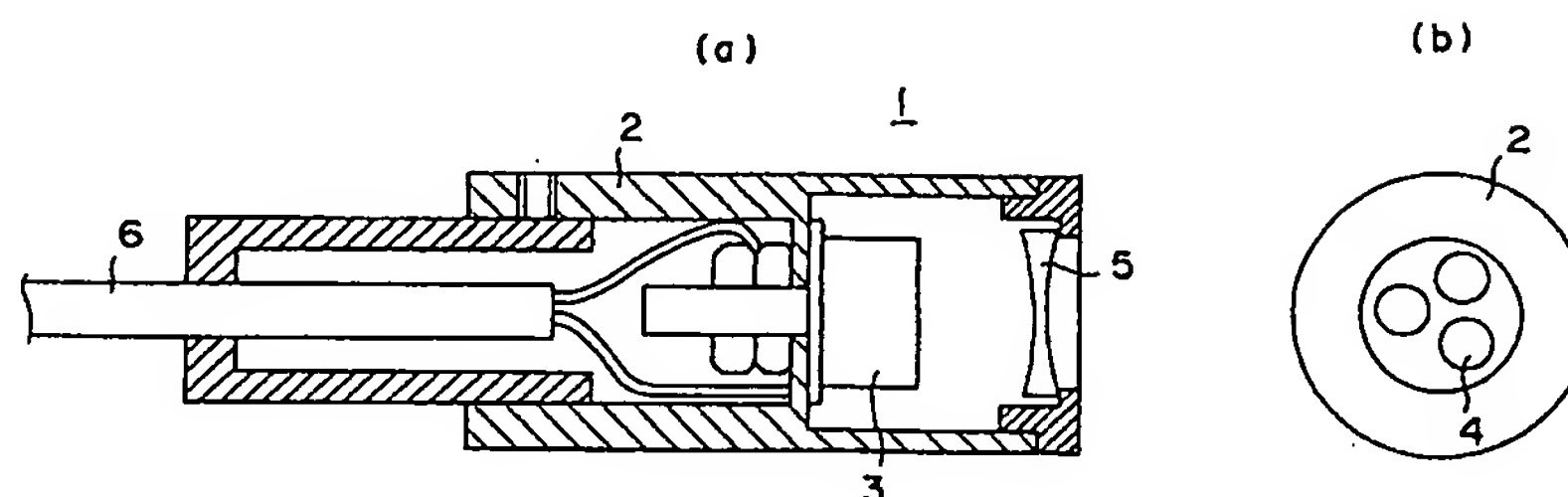
特許出願人 稲 場 文 男

代 理 人 星 野 恒 司

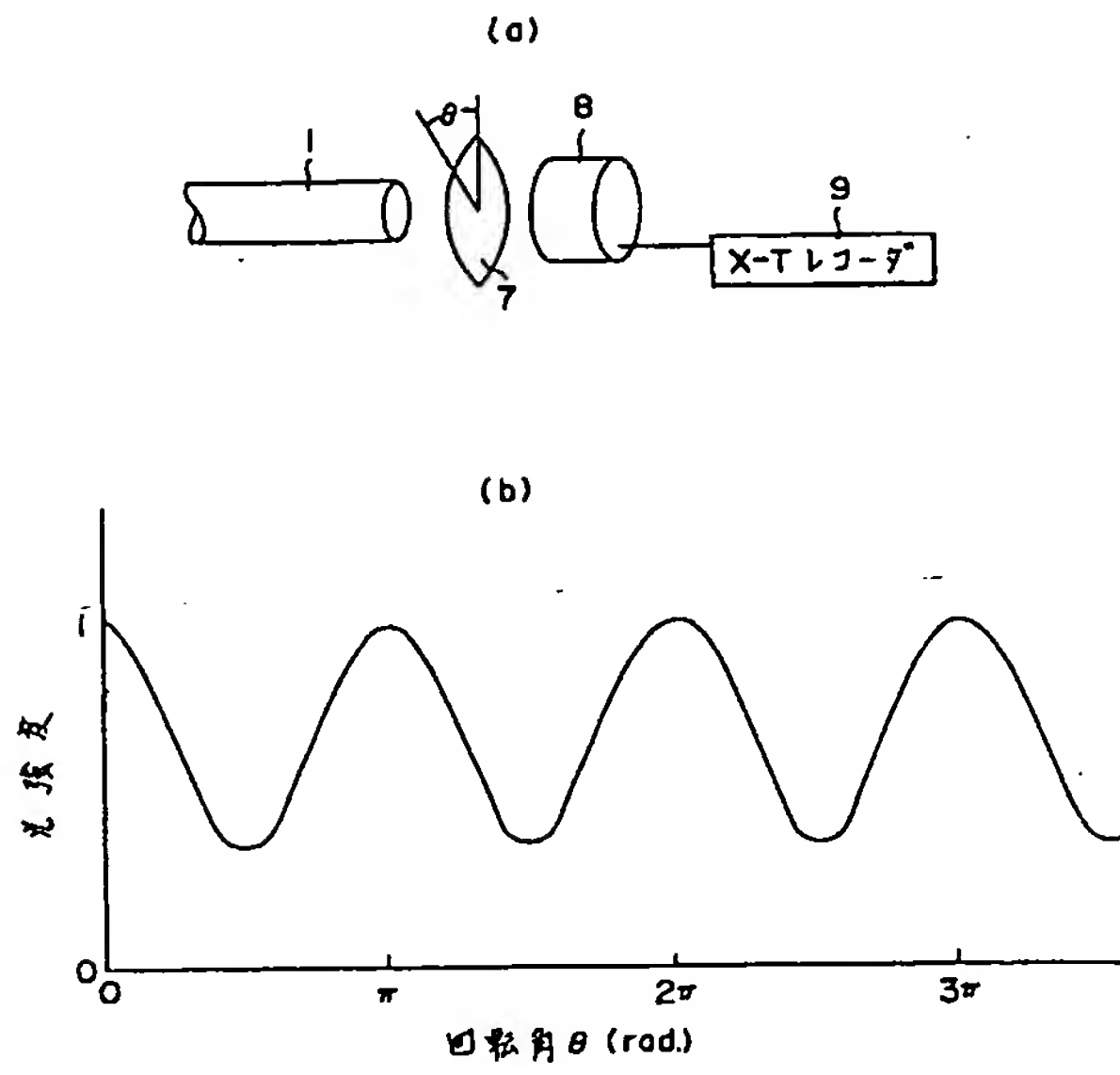
岩 上 昇



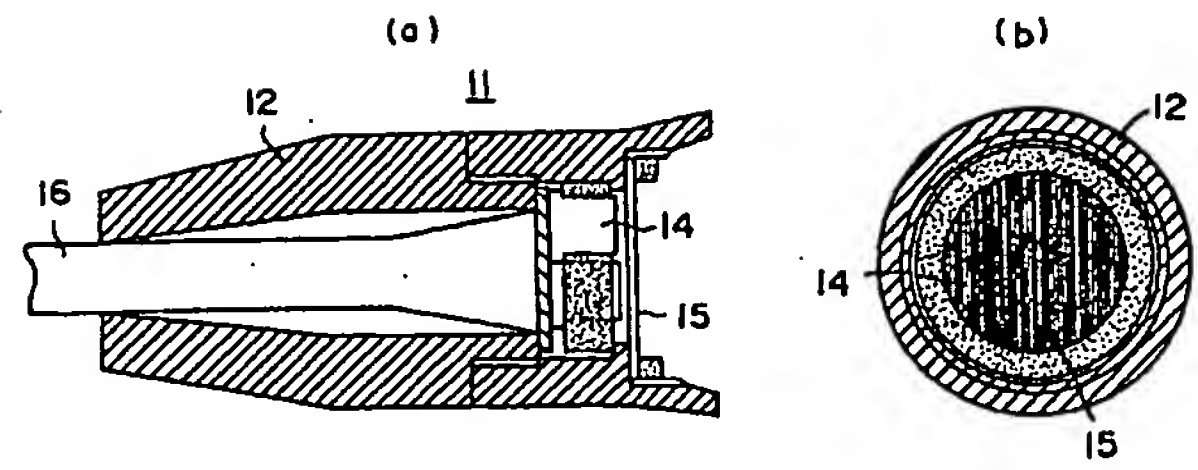
第 1 図



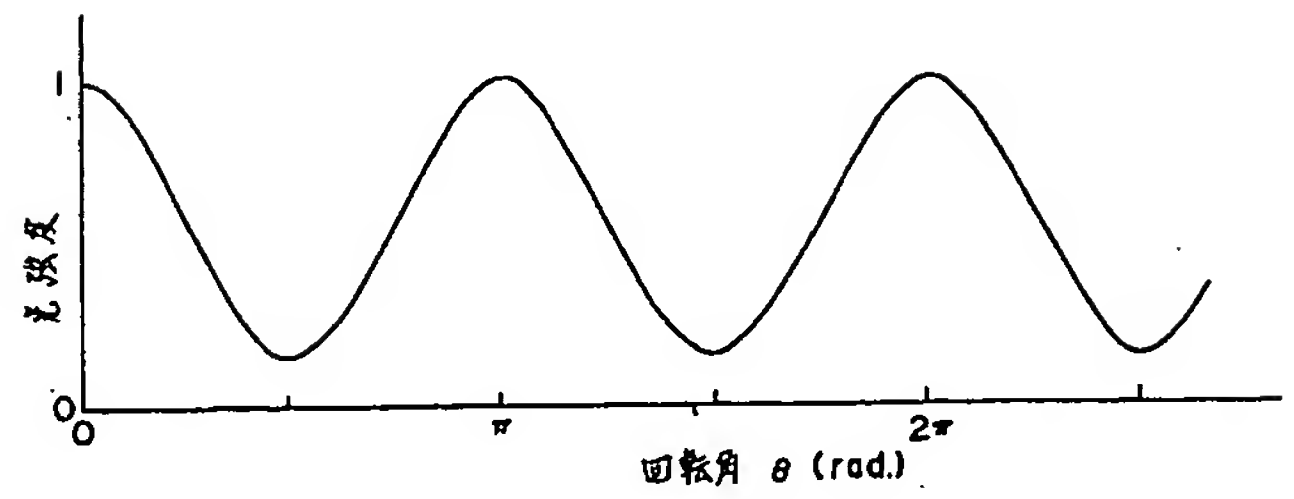
第 2 図



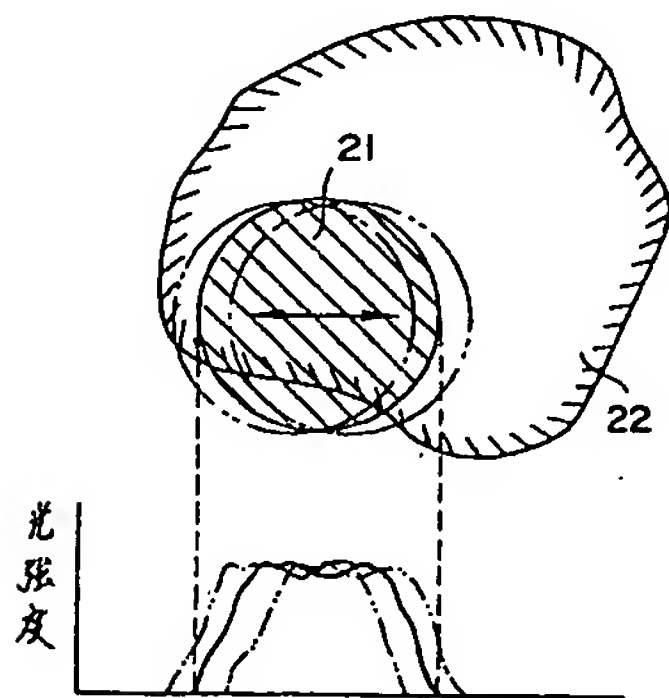
第 3 図



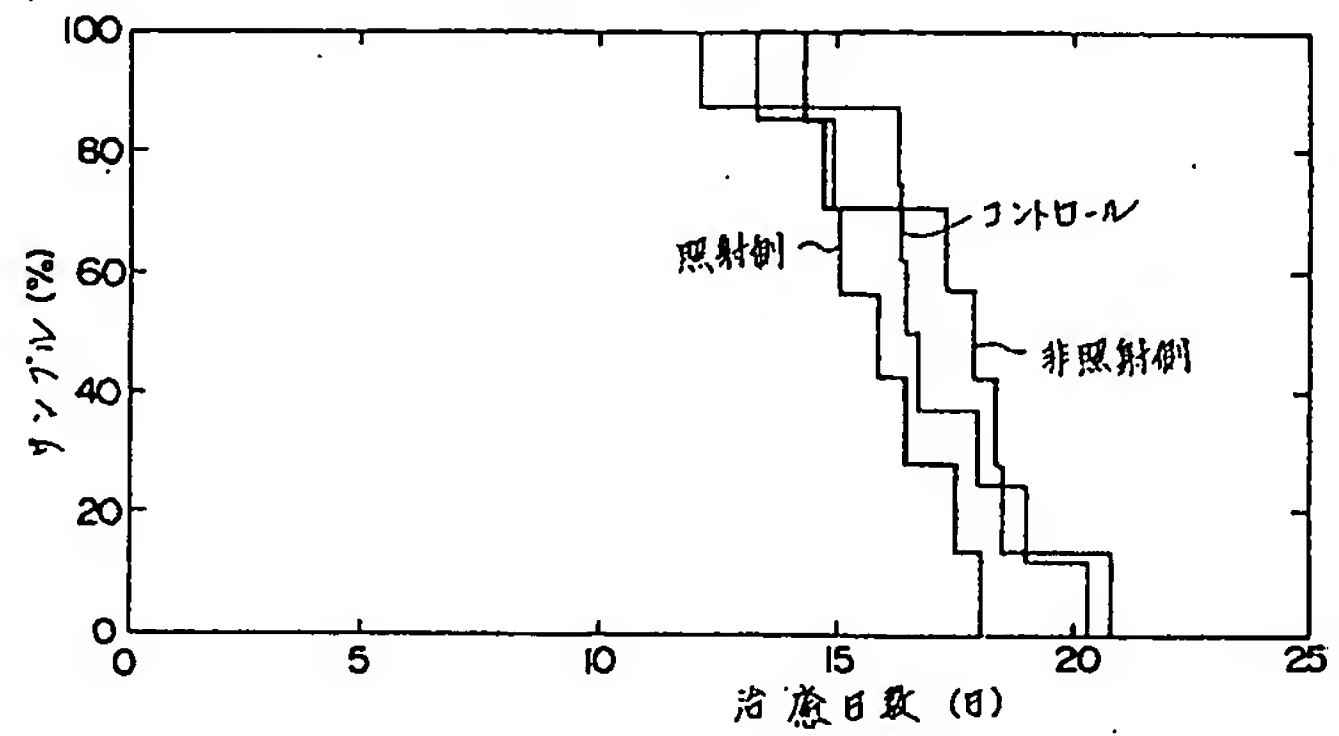
第 4 図



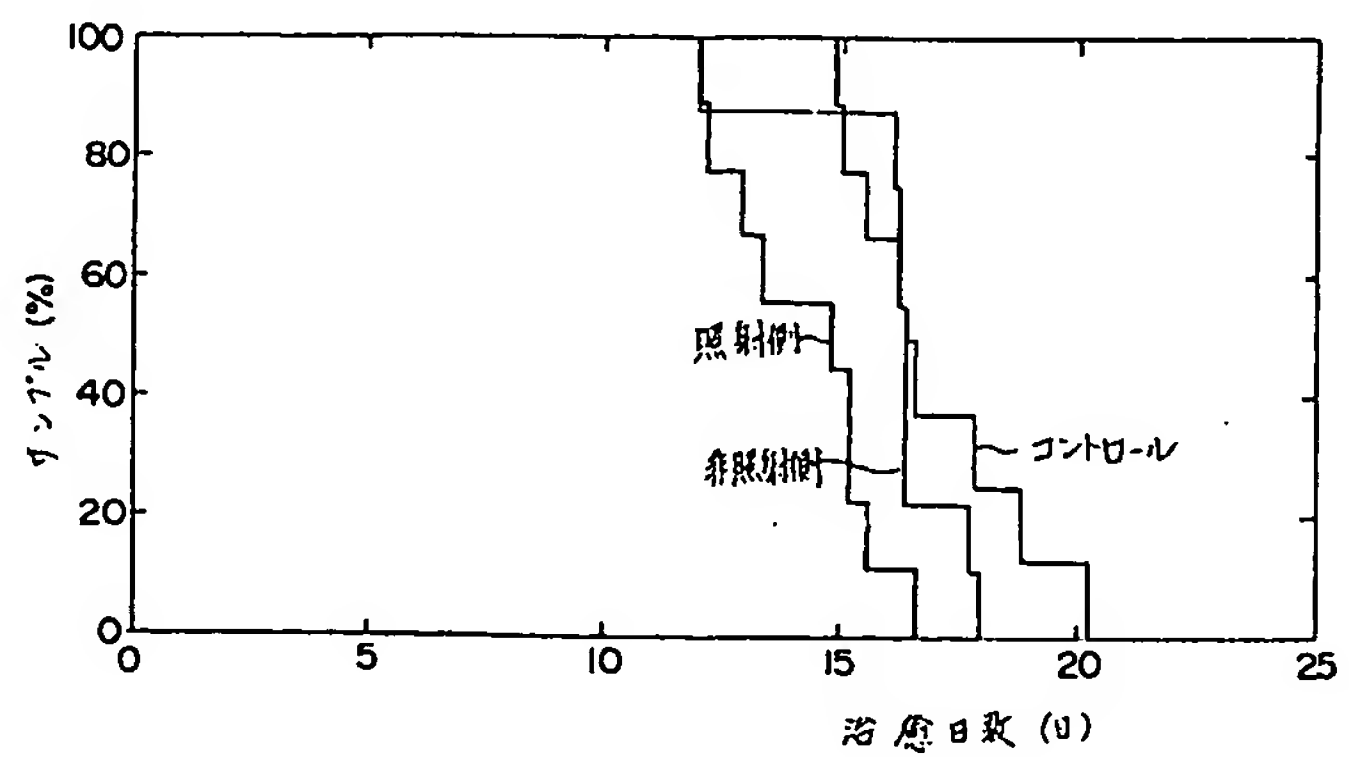
第 5 図



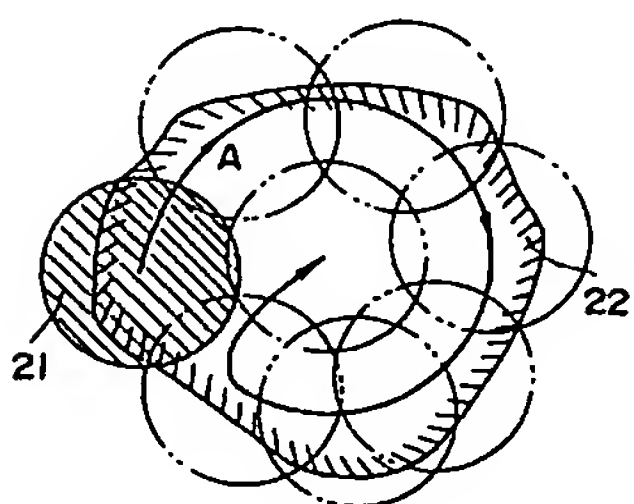
第 7 図



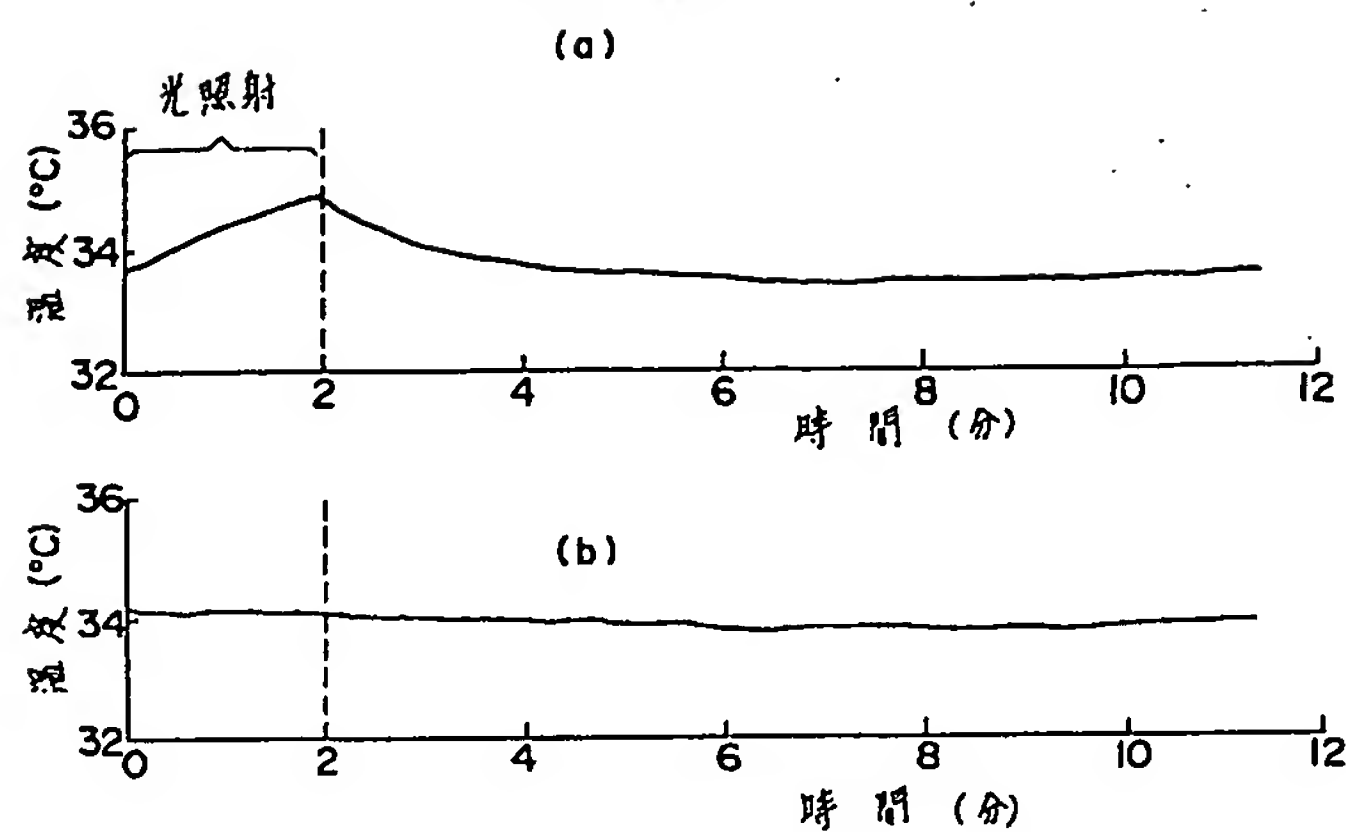
第 8 図



第 6 図



第 9 図



第 10 図

